

LETO: 2017

DIPLOMSKA NALOGA

PRIIMEK: Gorjan

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN  
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Daša Gorjan

**POSTURALNO NIHANJE V RAZLIČNIH  
KOGNITIVNIH IN RAVNOTEŽNIH  
POGOJIH**

Diplomska naloga

Izola, september, 2017

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN  
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija  
APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**POSTURALNO NIHANJE V RAZLIČNIH  
KOGNITIVNIH IN RAVNOTEŽNIH  
POGOJIH**

Diplomska naloga

**MENTOR**  
**Izr. Prof. dr. Jan Babič**  
**SOMENTOR**  
**Izr. Prof. dr. Nejc Šarabon**  
**DELOVNA MENTORICA**  
**dr. Zrinka Potočanac**

**Avtorica**  
**DAŠA GORJAN**

## **KAZALO PRILOG**

Priloga 1: Izjava kandidata o obveščeni in prostovoljnosti sodelovanja ..... 1

Ime in PRIIMEK: Daša GORJAN

Naslov diplomske naloge: Posturalno nihanje v različnih kognitivnih in ravnotežnih pogojih

Kraj: Izola

Leto: 2017

Število listov: 33 Število slik: 6 Število tabel: 1

Število prilog: 1 Št. strani prilog: 1

Število referenc: 69

Mentor:izr. prof. dr. Jan Babič

Somentor:izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Delovna somentorica: dr. Zrinka Potočanac

UDK: 534.1

Ključne besede: robotska plošča, dvojna naloga, vid, ravnotežna motnja, posturalna kontrola

Povzetek:

Razumevanje mehanizmov ravnotežja je pomembno za preprečevanje padcev, ki so s staranjem populacije postali velik družbeni problem. Za raziskovanje se uporabljajo različne motnje ravnotežja, ki jih pogosto predstavljajo vnaprej določeni premiki podlage podobni vsakodnevnim zunanjim motnjam. V naši raziskavi smo uporabili nov način ravnotežne motnje na robotski plošči, ki se giblje sorazmerno s premiki centra mase preiskovanca. Sodelovalo je 15 zdravih mladih odraslih (8 žensk in 7 moških). Merili smo premike centra pritiska na plošči, ki meri sile na podlago. Vsak preiskovanec je opravil meritve premika centra pritiska pod različnimi pogoji: z odprtimi očmi, z zaprtimi očmi in ob izvajanju dveh različnih miselnih nalog. Pri vsakem pogoju je bila enkrat prisotna ravnotežna motnja in enkrat ne, torej smo ustvarili 8 različnih pogojev. Opazovali smo standardni odklon, koren povprečja kvadratov, razpon in povprečno moč frekvence nihanja. Rezultati so pokazali statistično značilno povečanje vseh parametrov v medio-lateralni smeri ob prisotni ravnotežni motnji. Miselni nalogi sta izzvali večji razpon nihanja centra pritiska, ne pa tudi frekvence in variabilnosti, odvzem vidnih informacij je povečal frekvenco v medio-lateralni smeri in variabilnost v anteriorni-posteriorni smeri. Medsebojnega vplivanja med različnimi pogoji in ravnotežno motnjo nismo našli. Nov način motnje ravnotežja torej izzove specifičen odziv povečanja vseh parametrov samo v medio-lateralni smeri, ki je tudi smer motnje. Raziskava je pokazala tudi, kako pomemben je vpliv miselnih procesov in vida za ohranjanje ravnotežja.

Name and SURNAME: Daša GORJAN

Title of bachelor thesis: Postural sway in different cognitive and postural conditions

Place: Izola

Year: 2017

Number of pages: 33 Number of pictures: 6 Number of tables: 1

Number of enclosures: 1 Number of enclosure pages: 1

Number of references: 69

Mentor: izr. prof. dr. Jan Babič

Co-mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Working co-mentor: dr. Zrinka Potočanac

UDC: 534.1

Key words: robotic platform, dual task, vision, postural task, postural control

Abstract:

Due to aging population falls are becoming a severe health and societal problem. Understanding of balance mechanisms is important for fall prevention. A common way to investigate balance is to cause perturbations in the laboratory and observe the recovery responses. These perturbations are often predetermined constant platform movements which resemble external perturbations in daily life. On the contrary, we used a novel robotic perturbation paradigm which moves the platform proportional to subject's own centre of mass movements. Fifteen healthy young subjects participated in the study. They were maintaining their postural balance in different conditions: eyes opened, eyes closed, and two different cognitive tasks. Each of them was once with the postural perturbation and once without it, that means participants were measured in 8 different conditions. Displacement of the center of pressure was measured with a forceplate. We were looking at the standard deviation, root mean square, range, and mean power frequency of postural sway. Results showed increase in all parameters in medio-lateral direction when the stance was perturbed. Cognitive tasks resulted in increased range of postural sway, but not in variability or frequency. However, the eyes closed condition increased frequency in medio-lateral direction and variability in antero-posterior direction. Interaction between different conditions and postural perturbations was not found. The novel perturbation elicits specific response. All parameters increase in the medio-lateral direction which is the direction of perturbation as well. Study also show the importance of cognition and vision for the balance control.

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA  
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE  
FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE  
FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES  
Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper

Tel.: (+386 5) 611 75 70  
Fax: (+386 5) 611 75 71  
[www.famnit.upr.si](http://www.famnit.upr.si)  
[info@famnit.upr.si](mailto:info@famnit.upr.si)



UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
UNIVERSITÀ DEL LITORALE  
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

Titov trg 4, SI – 6000 Koper  
Tel.: + 386 5 611 75 00  
Fax.: + 386 5 611 75 30  
E-mail: [info@upr.si](mailto:info@upr.si)  
<http://www.upr.si>

## IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisani/a                    študent/ka dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje Aplikativna  
kineziologija,

izjavljam,

da je diplomska naloga z naslovom

- rezultat lastnega dela,
- so rezultati korektno navedeni in
- nisem kršil/a pravic intelektualne lastnine drugih.

Soglašam z objavo elektronske verzije diplomske naloge v zbirki »Dela UP FAMNIT« ter zagotavljam, da je elektronska oblika diplomske naloge identična tiskani.

Podpis študent/ke:

V Kopru, dne 15.9.2017

---

## KAZALO VSEBINE

<b>1</b>	<b>UVOD .....</b>	<b>1</b>
1.1	URAVNAVANJE RAVNOTEŽJA .....	1
1.2	PADCI .....	2
1.3	MOTNJE RAVNOTEŽJA .....	2
1.3.1	Motnje povzročene s premikanjem podporne površine .....	3
1.3.2	Motnje povzročene v predelu pasu .....	3
1.3.3	Motnje povzročene v predelu zgornjega dela trupa .....	4
1.4	MISELNE NALOGE .....	4
1.4.1	Vrste miselnih nalog .....	5
1.4.2	Vplivi miselnih nalog na ravnotežje .....	7
1.5	MERJENJE RAVNOTEŽJA .....	8
1.5.1	Klinično merjenje ravnotežja .....	8
1.5.2	Laboratorijsko in računalniško merjenje ravnotežja .....	9
1.6	PREDMET, PROBLEM IN NAMEN .....	10
<b>2</b>	<b>CILJI IN HIPOTEZE .....</b>	<b>11</b>
2.1	CILJI .....	11
2.2	HIPOTEZE .....	11
<b>3</b>	<b>METODE .....</b>	<b>12</b>
3.1	PREISKOVANCI .....	12
3.2	MERILNE NAPRAVE IN OPREMA .....	12
3.3	PROTOKOL EKSPERIMENTA .....	14
3.4	MISELNI NALOGI .....	15
3.5	STATISTIČNA ANALIZA .....	15
<b>4</b>	<b>REZULTATI .....</b>	<b>17</b>
4.1	VARIABILNOST NIHANJA .....	18
4.1.1	Standardni odklon .....	18
4.1.2	Koren povprečja kvadratov .....	19
4.2	RAZPON NIHANJA .....	20
4.3	FREKVENCA NIHANJA .....	21
<b>5</b>	<b>RAZPRAVA IN ZAKLJUČEK .....</b>	<b>23</b>
<b>6</b>	<b>SEZNAM LITERATURE .....</b>	<b>288</b>

## **KAZALO TABEL**

Tabela 1: Povprečja s standardnimi odkloni za vse spremenljivke v vseh pogojih...17



## KAZALO SLIK

Slika 1: Stroopov test. ....	7
Slika 2: Robotska plošča od zgoraj.....	13
Slika 3: Robotska plošča od strani. ....	13
Slika 4: Shematični prikaz eksperimenta. ....	14
Slika 5: Standardni odklon nihanja v ML smeri. ....	18
Slika 6: Koren povprečja kvadratov v AP smeri.....	19
Slika 7: Razpon nihanja v ML smeri. ....	20
Slika 8: Povprečna moč frekvence v ML smeri. ....	21
Slika 9: Povprečna moč frekvence v AP smeri. ....	22

# 1 UVOD

## 1.1 Uravnavanje ravnotežja

Človek v dvonožni stoji ali gibanju kaže izjemne sposobnosti ravnotežnega odzivanja na zunanje motnje. Štirje glavni tipi zunanjih vplivov so pomembni za držo: sila težnosti, kontaktne sile, kot so potegi in potiski telesa, rotacija in pospeški translacije podporne površine. Znano je, da izguba čutnega zaznavanja močno škodi ravnotežju. Pri uravnavanju ravnotežja so ključni naslednji sistemi zbiranja čutnih informacij: vid, propioceptivni sistem, vestibularni sistem ter somatosenzorna sistema za zaznavo kota sklepa in mišične sile oziroma sklepnega navora (Mergner, 2010).

Nevroznanost se zanima za pojav ohranjanja ravnotežja, saj ta predstavlja prototip večopravilnostnega in modularnega senzomotoričnega uravnavanja. Ravnotežni sistem se odziva na nepredvidene zunanje motnje glede na čutne povratne informacije. Ves čas je glavna naloga stabilizacija, ki telesu preprečuje padec. Ohranjanje ravnotežja je relativno nezahtevno, ko je omejeno na anterio-posteriorno (AP) ravnino in ko so koti posturalnega nihanja majhni. Glava, roke, trup in noge v tem primeru sestavljajo togo telo, ki teži k nihanju okoli osi, ki poteka skozi gležnje. Tako situacijo bi eksperimentalno lahko ustvarili tako, da bi pritrdili telo preiskovanca na ploščo za njim. V tem primeru bi lahko telo enačili z enojnim obrnjenim nihalom (Gage, Winter, Frank, & Adkin, 2004). Takemu načinu ohranjanja ravnotežja pravimo strategija gležnja. Ko ohranjanje ravnotežja ni več mogoče le s strategijo gležnja, se vključijo kolki, kar imenujemo strategija kolkov. Kolki se lahko vključijo do različne stopnje, odvisno od številnih dejavnikov, kot so magnituda ravnotežne motnje, omejenost podporne podlage ali različne omejitve čutil (Creath, Kiemel, Horak, Peterka, & Jeka, 2005). V nekaterih primerih k ravnotežju pripomorejo tudi gibi v kolenih (Iqbal & Pai, 2000). Ko motnja postane prevelika, da bi jo lahko obvladali s strategijami gležnjev, kolkov ali kolen, za kompenzacijo uporabimo korak. Mille idr. (2013) so preiskovali odziv korakov na motnjo ravnotežja pri mlajši in starejši populaciji in ugotovili, da so se mlajši lahko vrnili v ravnotežni položaj s pomočjo enega koraka, medtem ko so jih starejši potrebovali več. Kadar tudi več korakov ni učinkovitih pri ohranjanju ravnotežja, se zgodi padec (Mille idr., 2003).

## 1.2 Padci

Padci in slabo ravnotežje so visoko na lestvici resnih zdravstvenih problemov, s katerimi se srečuje predvsem starejša populacija in oboleli za različnimi boleznimi. Vsaj enkrat letno pade 30% oseb starih nad 65 let in 50% tistih nad 80 let (The National Institute for Health and Care Excellence [NICE], 2013). Posledice padcev pri starejših so veliko hujše kot pri mlajših in lahko vodijo do hudih poškodb, izgube samozavesti, nesamostojnosti, onemogočene mobilnosti ali celo smrti (Rao, 2005). Na lestvici najpogostejših razlogov za umrljivost pri starejših so padci na petem mestu, takoj za kardiovaskularnimi obolenji, rakom, kapjo in pljučnimi boleznimi (Rubenstein, 2006). Padci vplivajo na druge družinske člane in kariere oseb, ki padejo in predstavljajo visok strošek za zdravstveno blagajno (NICE, 2013).

Dejavniki tveganja pri padcih so zelo različni in lahko izvirajo iz miselnih funkcij, inkontinence, predhodnih padcev, neprimerne obutve, nekaterih zdravil, okvare vida, težav z ravnotežjem in drugih zdravstvenih problemov (NICE, 2013). Starejši imajo slabše koordiniran, bolj tog in zato bolj tvegan korak kot mlajši. Uravnavanje ravnotežja, refleksi, mišična moč in višina koraka upadejo, kar onemogoči izogib padcu, po nenadnem zdrsu ali spotiku (Rubenstein, 2006). Številne padce se pripisuje nesrečam, kar pomeni medsebojno vplivanje z okoljem, ki mu osebe niso kos. Po drugi strani se največ padcev pri starejših v institucijah za ostarele zgodi brez prisotnosti motnje iz okolja, zato je razumevanje mehanizmov uravnavanja ravnotežja ključno za preprečevanje padcev (Robinovitch idr., 2013).

## 1.3 Motnje ravnotežja

Tekom vsakdanjega življenja se vsi srečujemo z različnimi ravnotežnimi izzivi in motnjami. Stanje na polnem avtobusu, hoja po drseči podlagi ali vožnja s kolesom so primeri zunanjih motenj, ki so odvisne od velikosti podporne površine, velikosti in smeri zunanje sile, ki povzroči motnjo ravnotežja in položaj telesa v trenutku motnje (Wilson, Madigan, Davidson, & Nussbaum, 2006). Zdravim ljudem vsakodnevne zunanje motnje v večini primerov ne predstavljajo večjih težav in se z njimi uspešno soočajo brez padcev. Starejšim in osebam obolelim za različnimi boleznimi, ki vplivajo na ravnotežje, lahko že povsem enostavna naloga, kot je hoja, predstavlja tveganje za padeč. To lahko pripišemo notranjim motnjam, ki jih delimo na bolezni, ki zmanjšujejo pritok čutnih informacij iz okolice in telesa (vidni, vestibularni in

somatosenzorni sistem), bolezni, ki negativno vplivajo na živčni sistem, in bolezni, ki negativno vplivajo na mišično-skeletni sistem (Close, 2005). V raziskavah uporabljene motnje ravnotežja se razlikujejo glede na cilj raziskave, najpogosteje pa se izvajajo preko premika podlage, na kateri stojijo preiskovanci.

### **1.3.1 Motnje povzročene s premikanjem podporne površine**

Motnje ravnotežja preko podporne površine se izvajajo z različnimi premikajočimi se ploščami. Premike plošč lahko delimo na translacijske in rotacijske, in jih ponavadi določamo glede na odmik od prvotne pozicije ali orientacije, maksimalno hitrost in maksimalen pospešek oziroma pojemek.

Pri translacijskih motnjah je pomembna faza pospeševanja in faza pojemanja, saj prinašata motorične odzive, ki kompenzirajo inercialno silo. Runge, Shupert, Horak, & Zajac (1999) so dokazali, da faza pojemanja dejansko pomaga pri vračanju v ravnotežni položaj. Pospeševanje povzroči destabilizacijo na telo in posledično se premakne center mase. Pojemanje, ki pride za tem in ustavi ploščo, ustvari sile v nasprotno smer, kar človeku pomaga priti nazaj v ravnotežni položaj. Bothner & Jensen (2001) sta k temu dodala še, da hitrost vpliva na učinek stabilizacije pojemanja, in sicer višja kot je hitrost plošče, boljša je stabilizacija, ki jo povzroči pojemanje. Brown, Jensen, Korff, & Woollacott (2001) so pokazali, da različno pospeševanje/pojemanje povzroči različne reakcije, kljub enaki maksimalni hitrosti in odmiku.

Le redko se v študijah kot motnja ravnotežja uporablja rotacija podlage namesto translacije. Carpenter & Allum (1999) sta ugotovila, da je rotacijska motnja v obliki nagiba v lateralni smeri bolj destabilizacijska od anterioro-posteriorne rotacijske motnje, saj je pri njej potrebna bolj kompleksna mišična koordinacija. V primerjavi s translacijskimi motnjami so odzivi na rotacijske motnje v istih smereh drugačni (Akram, Frank, Patla, & Allum, 2008).

### **1.3.2 Motnje povzročene v predelu pasu**

Druge vrste motenj so potegi prek pasu. Raziskovalci so uporabljali različne mehanizme za poteg prek pasu iz različnih smeri (Luchies, Alexander, Schultz, &

Ashton-Miller, 1994; Pidcoe & Rogers, 1998). V svoji študiji so Mille idr. (2013) uporabili motorni mehanizem potega prek pasu s šestimi vrvmi pritrjenimi na pas preiskovanca. Tri so bile pritrjene na eno stran in tri na drugo stran glede na medialno ravnino. Z različno orientacijo pasu je motnja lahko potekala v smeri AP ali ML. Preiskovali so odzivanje na ravnotežno motnjo s koraki in ugotovili, da so preiskovanci uporabljali različne vzorce korakov za ohranitev ravnotežja glede na smer motnje in da še posebej starejšim povzroča največ težav motnja, ki poteka v smeri ML. Mansfield & Maki (2009) sta ugotovila, da je motnja premika podlage stabilizacijsko bolj zahtevna kot poteg prek pasu in da je potencialno lahko bolj učinkovita v odkrivanju mehanizmov poslabšanja uravnavanja ravnotežja.

### **1.3.3 Motnje povzročene v predelu zgornjega dela trupa**

Kot motnjo ravnotežja nekateri uporabljajo tudi motnje v zgornjem delu trupa. Colebatch, Govender, & Dennis (2016) so v svoji študiji uporabili poteg anteriorno in poteg posteriorno preko ramen. Ugotovili so, da je bil odziv na motnjo anteriornega potega hitrejši od odziva na posteriorni poteg in zelo podoben odzivu na motnjo preko podlage, pri katerem se je plošča premaknila posteriorno. Odziv na posteriorni poteg pa se je precej razlikoval od pripadajoče motnje preko podlage, torej anteriornega premika plošče. Različen odziv so pripisali uporabi različnih strategij ohranjanja ravnotežja. Pri premiku plošče naprej lahko preiskovanci uporabijo tudi strategijo kolkov, medtem ko pri potegu zgornjega dela trupa nazaj to ni mogoče.

Če povzamemo, preiskovanje uravnavanja ravnotežja je bilo deležno precej pozornosti raziskovalcev, ki so v svojih študijah uporabili najrazličnejše načine povzročanja motenj ravnotežja. Najpogostejše so motnje preko podporne površine. Eno izmed različic motnje preko podporne površine smo uporabili tudi v naši študiji, ki se od podobnih študij razlikuje po novem načinu motnje, ki ni vnaprej določena, ampak je odvisna od gibanja telesa preiskovanca.

## **1.4 Miselne naloge**

Uravnavanje ravnotežja je včasih veljalo za samodejen odziv na vestibularne, vidne in propioceptivne informacije. Novejše raziskave so pokazale, da so za uravnavanje ravnotežja nujno potrebni tako čutni, kot tudi miselni procesi (Brown, Shumway-

Cook, & Woollacott, 1999). Za raziskovanje vplivov miselnih procesov uporabljamo metode dvojnih nalog, ki od preiskovanca zahtevajo opravljanje več nalog hkrati (Huang & Mercer, 2001).

### **1.4.1 Vrste miselnih nalog**

Nedavne študije so pokazale, da so za gibanje zelo pomembne izvršne miselne funkcije (Boisgontier idr., 2013; Potocanac & Duysens, 2017). Izvršne miselne funkcije sestavljajo miselni procesi, ki upravljajo vedenja, kot so ciljno usmerjena izbira aktivnosti, pozornost, zadrževanje odziva, delovni spomin, zaznavanje napak in zamenjava nalog. Nivo miselne aktivnosti pri ravnotežnih nalogah se največkrat ugotavlja s pomočjo dodatnih miselnih nalog. Različne miselne naloge aktivirajo različne miselne funkcije.

V naši raziskavi smo uporabili dve miselni nalogi, eno usmerjeno v delovni spomin in eno v zadrževanje odziva. Delovni spomin je večrazsežnostni proces, ki ima velik vpliv na dolgoročni spomin in višje miselne procese, kot so jezik in govor, reševanje problemov ter odločanje. Čeprav obstaja več teorij delovnega spomina, se vse strinjajo, da ima sistem omejeno kapaciteto in vključuje aktivno upravljanje z informacijami, ki se trenutno nahajajo v delovnem spominu. Nasprotno od delovnega spomina gre pri dolgoročnem spominu za priklic informacij, ki niso več prisotne ali aktivno ohranjene, ne glede na to ali smo jih dobili pred nekaj minutami ali več let nazaj (Glisky, 2007). Zadrževanje odziva je proces, ki zadržuje neprimerno vedenje za doseg cilja v dani situaciji (Mostofsky & Simmonds, 2008). Dokler miselni procesi ne postanejo samodejni, pri večini sodeluje tudi pozornost, ki je kompleksen miselni proces (Glisky, 2007).

Glede na miselne funkcije lahko delimo tudi miselne naloge, vendar nam to zaradi prepletenosti različnih miselnih procesov pogosto povzroča težave. Sledijo opisi nekaterih najpogostejših miselnih nalog, ki se uporabljajo v raziskavah drže in ravnotežja.

#### *Naloge z računskimi operacijami*

Zelo pogosto uporabljena miselna naloga je seštevanje ali odštevanje določenega števila. Na začetku preiskovanci dobijo naključno številko (npr. 348) od katere

morajo nato odšteti ali ji prišteti prej določeno število (npr. 7) (Albertsen, Ghedira, Gracies, & Hutin, 2017). Težavnost naloge lahko stopnjujemo z izbiro večjega števila ali težje računske operacije. Zahtevnejša verzija te naloge je reševanje računskih operacij, ki se prikazujejo na ekranu ali predvajajo preko zvočnikov, kar so v svoji raziskavi uporabili Lajoie, Jehu, Richer, & Chan (2017). Še ena pogosta številska naloga je poslušanje ali opazovanje zaporedja števil, pri čemer morajo preiskovanci šteti, kolikokrat se pojavi vnaprej določeno število. Zahtevnost naloge stopnjujemo tako, da morajo biti preiskovanci sočasno pozorni na dve števili, da so števila večmestna ter da je cilj, poleg štetja določenih števil, še sešteti vsoto vseh števil (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia, Richer, Dionne, & Lajoie, 2015; Richer, Saunders, Polskaia, & Lajoie, 2017). Pri opisanih miselnih nalogah je povsod prisoten proces pozornosti in delovnega spomina.

### *Naloge za reakcijski čas*

Vse naloge, pri katerih moramo čim hitreje odreagirati na določen dražljaj merijo hitrost reakcije. Dražljaji so največkrat vidni ali slušni. Če mora preiskovanec odreagirati samo na določene dražljaje, na ostale pa ne, je poleg pozornosti prisotno še zadrževanje odziva. Tako so v svoji raziskavi Lajoie idr. (2016) uporabili zvočni pisk, na katerega so se preiskovanci morali čim hitreje odzvati z besedo 'top'. V nalogo so vključili še zadrževanje odziva, tako da so predvajali piske z visokim in nizkim tonom, vendar so se morali preiskovanci odzvati le na visoke piske.

### *Stroopov test*

Stroopov test se najpogosteje uporablja kot vizualna miselna naloga, ki vsebuje vidno zaznavanje imen barv, ki so zapisane z različnimi barvami. Cilj naloge je pravilno povedati, kakšne barve je beseda, ne glede na njen pomen. Pomen je pri nekaterih besedah skladen in pri drugih neskladen z barvo. Za uspešno opravljanje naloge pri neskladnih parih je potrebno zadrževanje odziva na pomen besede. Tako nalogo so, tako kot številni drugi znanstveniki pri raziskovanju ravnotežja, v svojem eksperimentu uporabili Dault, Geurts, Mulder, & Duysens (2001). Primer naloge lahko vidimo na sliki 1.

Slika 1: Stroopov test.



Vir: Slika je izdelek avtorice, ustvarjena s programom Microsoft PowerPoint  
(Microsoft Corporation, Washington, ZDA).

Stroopov test je primarno test zadrževanja odziva, vendar hkrati vključuje tudi zahtevo po pozornosti in delovnem spominu. Procesi pozornosti bodo vključeni le, ko bo cilj naloge uspešno zapisan v aktivnem spominu. Napake se zato lahko pojavijo pri obeh zahtevah. Preiskovanec lahko neha slediti cilju naloge, torej ignorirati pomen besed, kar vodi v branje besed in s tem v napake pri neskladnih primerih. Lahko je cilj uspešno aktiviran, vendar se poslabšajo procesi pozornost, kar vodi v relativno stalne vendar zelo upočasnjene odzive pri neskladnih primerih v primerjavi s skladnimi. Pojavijo se lahko tudi motnje obeh zahtev istočasno (Kane & Engle, 2003). Stroopov test se izvaja v različnih variacijah, na primer slušni Stroopov test, kjer različne barve nadomešča visok in nizek ton glasu (Weerdesteyn, Schillings, Galen, & Duysens, 2003; Hegeman idr., 2012; Potocanac, Smulders, Pijnappels, Verschueren, & Duysens, 2015).

#### 1.4.2 Vplivi miselnih nalog na ravnotežje

Številni raziskovalci so prišli do zaključka, da je uravnavanje telesne drže in ravnotežja povezano z miselnimi funkcijami, bolj natančno z viri pozornosti (Dault idr., 2001; Fujita, Kasubuchi, Wakata, Hiyamizu, & Morioka, 2016; Polskaia idr., 2015). Oblikovali sta se dve glavni teoriji o mehanizmih deljenja virov pozornosti med različnimi nalogami, v našem primeru med ravnotežnimi in miselnimi. Teorija kapacitete trdi, da so viri pozornosti omejeni in se zato zgodi poslabšanje v eni ali obeh nalogah, kadar se dve nalogi izvajata istočasno. Na drugi strani teorija ozkega grla (ang. bottleneck theory) predpostavlja, da se pri procesiranju informacij ustvari



ozko grlo, ki omogoča procesiranje informacij le ene naloge na enkrat, procesiranje informacij druge naloge pa je zakasnjeno (Fraizer & Mitra, 2008; Fujita idr., 2016).

Znanstveniki v raziskave vključujejo zelo različne miselne naloge, ki jih uporabljajo v različnih eksperimentalnih protokolih, pri čemer se osredotočajo na različne merske parametre, zato je težko jasno povzeti, kako miselne naloge vplivajo na ravnotežje. Pri relativno lahkih ravnotežnih nalogah brez perturbacij in s pridruženimi miselnimi nalogami so zaznali tako povečano (Pellecchia, 2003; Woollacott & Velde, 2008) kot zmanjšano (Huxhold, Li, Schmiedek, & Lindenberger, 2006; Riley idr., 2005; Swan, Otani, & Loubert, 2007) nihanje centra pritiska (CP). Povečano nihanje je pojasnjeno s teorijami virov pozornosti. Zmanjšano so znanstveniki pojasnili iz vidika usmeritve pozornosti. Če je pozornost usmerjena na gibanje samo (notranje osredotočanje), to vpliva na proces uravnavanja gibanja in povzroči nerodne gibalne vzorce. Kadar je pozornost usmerjena na učinek gibanja ali drugo nalogo (zunanje osredotočanje), je uravnavanje gibanja bolj samodejno (McNevin, Shea, & Wulf, 2003). Ob prisotnosti miselnih nalog pozornost ni usmerjena na gibanje, zato je nihanje CP zmanjšano (Polskaia idr., 2015).

## **1.5 Merjenje ravnotežja**

Ravnotežje lahko merimo na več načinov, ki služijo različnim namenom. Klinične ravnotežne teste pogosto uporabljamo za ugotavljanje povečanega tveganja padcev pri starejših, vendar ti testi niso vedno uspešni za merjenje ravnotežja pri zdravi populaciji. Laboratorijsko in računalniško merjenje ravnotežja, kamor spadata tudi statična in dinamična posturografija, prav tako zazna težave z ravnotežjem, ampak se naječkrat uporablja v znanstvene namene.

### **1.5.1 Klinično merjenje ravnotežja**

Klinično ravnotežje vrednotimo s funkcionalnega vidika in tudi z bolj fiziološkega vidika, s katerim poskušamo ugotoviti vzrok problemov z ravnotežjem (Mancini & Horak, 2010). Večina funkcionalnih kliničnih testov temelji na enem ali več gibanjih, ki simulirajo vsakodnevne situacije, kot sta vstajanje iz stola ali hoja (Pardasaney idr., 2013). Nekateri klinični testi, kot sta Physiological Profile assessment (PPA) in

Balance Evaluation System Test (BESTest), poskušata z bolj fiziološkega vidika prepoznati težave v vseh sistemih, ki sodelujejo pri ravnotežju. Test PPA se osredotoča na vidno zaznavanje, funkcijo vestibularnega sistema, proprioceptivno funkcijo in mišično jakost ter reakcijski čas nihanja centra mase (Lord, Menz, & Tiedemann, 2003). Test BESTest uporablja kombinacijo že uveljavljenih testov kot je vstani in pojdi test (ang. Timed Up-and-Go Test) in test funkcionalnega dosega (ang. Functional Reach Test), in merjenja različnih čutilnih sistemov, pomembnih za ravnotežje. Večina opisanih testov je bilo ustvarjenih v klinične namene, se pravi s ciljem diagnosticirati probleme z ravnotežjem, opredeliti resnost težav ter priporočiti zdravljenje (Pardasaney idr., 2012), zato niso povsem primerni za zgodnje odkrivanje težav z ravnotežjem (Pardasaney idr., 2013).

### **1.5.2 Laboratorijsko in računalniško merjenje ravnotežja**

Pri statični posturografiji uporabljamo plošče za merjenje sil na podlago in senzorje inercije za merjenje nihanja centra mase ali CP. Iz nihanja lahko izračunamo številne parametre, na primer frekvenco in razpon nihanja v ML in AP ravnini (Pasma idr., 2014). Te metode omogočajo dober vpogled v uravnavanje ravnotežja pri različnih skupinah ljudi, vendar niso učinkovite za individualno klinično preiskavo, predvsem zato ker ne razlikujejo med različnimi vzroki za probleme z ravnotežjem (Baloh, Jacobson, Enrietto, Corona, & Honrubia, 1998; Mancini & Horak, 2010). Prednosti teh metod so enostavna in hitra uporaba ter relativno nizki stroški (Pasma idr., 2014).

Dinamična posturografija se deli na metode, pri katerih preiskovanci dobijo navodila za izvedbo gibalne naloge, na tiste, pri katerih vplivamo na preiskovančeve čutne informacije, ter na metode, ki vključujejo mehanske motnje. Spremenbe zaznavnih informacij lahko uporabimo za ugotavljanje tega, na katere čutne informacije pomembne za vzdrževanje ravnotežja se preiskovanec bolj zanaša in kaj se zgodi, ko mu te informacije odvzamemo (Peterka, 2002; Visser, Carpenter, Kooij, & Bloem, 2008). Z mehanskimi motnjami ugotavljamo, kako se preiskovanec obnaša v nestabilnih situacijah in ali uporablja vse razpoložljive vire informacij za ohranjanje ravnotežja. Uporaba motenj preko podlage se v zadnjem času vključuje v številne metode za merjenje ravnotežja (Engelhart idr., 2014), ki pa se osredotočajo predvsem na diagnostiko in zato niso povsem primerne za zdrave in fizično aktivne posameznike (Emery, Cassidy, Klassen, Rosychuk, & Rowe, 2005). S tem so se v svoji raziskavi ukvarjali Šarabon, Mlaker, & Markovic, (2010) in ugotovili, da bi lahko

bil nov prenosni elektronski sistem za merjenje ravnotežja Clever Balance Board primernejši za merjenje ravnotežja pri športnikih, saj je bolj občutljiv na razlike in spremembe v ravnotežju pri posameznikih.

## **1.6 Predmet, problem in namen**

Padci so pomemben družbeni in zdravstveni problem (Rubenstein, 2006). Za preprečevanje padcev moramo najprej razumeti človeško držo in uravnavanje ravnotežja, ki sta zelo pogosta predmeta raziskovanja. Pri številnih raziskavah znanstveniki za raziskovanje padcev in ravnotežja v laboratoriju ustvarijo ravnotežno motnjo in opazujejo odzive preiskovancev (Akram et al., 2008; Creath et al., 2005; Reynolds & Bronstein, 2007). Nekateri raziskovalci želijo simulirati enkratno, drugi kontinuirano motnjo, večinoma pa so vse določene vnaprej in simulirajo motnje iz okolja, kot sta spolzka podlaga ali premikajoče se vozilo. Z našo raziskavo želimo ugotoviti, kako na človeka vpliva nov način ravnotežne motnje, ki ni določena vnaprej, ampak se odziva na gibanje preiskovancev in bi se lahko približala notranji ravnotežni motnji oziroma simulaciji poslabšanega ravnotežja.

Namen te diplomske naloge je ugotoviti, kakšen vpliv na nihanje centra pritiska ima medio-lateralno premikanje podporne površine, ki ga ustvarja robotska plošča, in je sorazmerno s premikom centra mase preiskovanca. Prav tako je namen ugotoviti, kako na nihanje CP telesa vplivajo različne miselne naloge in odvzem vidnih informacij ter kakšno je medsebojno vplivanje motnje ravnotežja z miselno nalogo ter motnje ravnotežja z odvzemom vidnih informacij.

## **2 CILJI IN HIPOTEZE**

### **2.1 Cilji**

C1. Ugotoviti, kakšen vpliv ima nov način ravnotežne motnje na premikanje CP telesa.

C2. Ugotoviti, kakšen vpliv ima miselna naloga na premikanje CP telesa.

C3. Ugotoviti, kakšen vpliv ima odvzem vidnih informacij na premikanje CP telesa.

C4. Ugotoviti, kakšen je učinek novega načina ravnotežne motnje ob hkratnem izvajanju miselne naloge na premikanje CP telesa.

C5. Ugotoviti, kakšen je učinek novega načina ravnotežne motnje ob odvzemu vidnih informacij na premikanje CP telesa.

### **2.2 Hipoteze**

H1. Ravnotežna motnja poveča frekvenco nihanja CP in zmanjša razpon ter variabilnost nihanja CP telesa.

H2. Miselna naloga poveča razpon nihanja CP in variabilnost ter zmanjša frekvenco nihanja CP telesa.

H3. Odvzem vidnih informacij poveča razpon in variabilnost nihanja CP ter zmanjša frekvenco nihanja CP telesa.

H4. Učinek motnje ravnotežja na premikanje CP telesa se še poveča ob hkratnem izvajanju miselnih nalog.

H5. Učinek motnje ravnotežja na premikanje CP telesa se še poveča ob odvzemu vidnih informacij.

## **3 METODE**

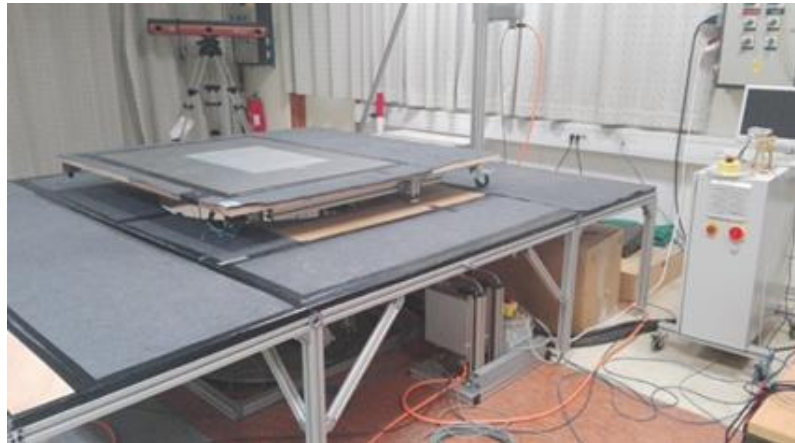
### **3.1 Preiskovanci**

V raziskavi je sodelovalo 15 preiskovancev, in sicer 8 žensk in 7 moških. Vsi so bili mladi in zdravi odrasli. Povprečna starost je bila 24,1 (SD = 3,3) let, povprečna višina 174,1 (SD = 7,6) cm in povprečna teža 70,2 (SD = 9,6) kg. En preiskovanec je bil levičar in ostalih 14 desničarjev. Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (112/06/13).

### **3.2 Merilne naprave in oprema**

Premikanje CP preiskovanca med eksperimentom smo izmerili z dvema ploščama za merjenje sil na podlago (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švica), ki sta bili pritrjeni na robotski podstavek. Plošči za merjenje sil na podlago sta bili vstavljeni v leseno ploščo in vse skupaj je bilo prekrito s sivo nedrsečo preprogo. Iz varnostnih razlogov je bil okoli plošče nekoliko nižje postavljen lesen okvir (širok 2,5 m in dolg 3 m), ki je bil prav tako prekrit s preprogo, kot lahko vidimo na slikah 2 in 3. Za varnost je bilo poskrbljeno tudi z varnostnim gumbom, ki je ob pritisku ustavil premikanje plošče, in varovalom, ki je ustavilo premikanje plošče v primeru dotika z nepremičnim okvirjem. Plošča je bila narejena tako, da se je lahko premikala v vseh smereh. Za našo raziskavo je bila sprogramirana tako, da se je premikala le v transverzalni ravnini in v ML smeri, in sicer za toliko kot se je premikal marker centra mase na preiskovancu, ampak v nasprotno smer. Za ML smer smo se odločili, ker se večina padcev zgodi prav v tej smeri zaradi izgube ravnotežja med hojo (Hof, van Bockel, Schoppen, & Postema, 2007).

*Slika 2: Robotska plošča od zgoraj.*



*Vir: Potocanac, Goljat, Babic, 2017*

*Slika 3: Robotska plošča od strani.*



*Vir: Potocanac, Goljat, Babic, 2017*

Premikanje centra mase smo izmerili s sistemom za brezkontaktno merjenje položaja Optotrak (Northern Digital Inc., Kanada). Optotrak je sistem visoko kvalitetnih kamer, ki zajema gibanje markerjev, prilepljenih na telo preiskovanca. En marker smo prilepili na točko na spodnjem delu hrbta pod 5. ledveno vretence (L5), ki predstavlja center mase telesa. Drug marker je bil prilepljen na ploščo za meritev njenih premikov, ki smo jih odšteli od premikov preiskovanca in tako dobili relativen premik preiskovanca.

Za izvedbo miselnih nalog smo uporabljali še ekran, slušalke in mikrofona ter celoten potek eksperimenta posneli z video kamero.

### 3.3 Protokol eksperimenta

Vse sodelujoče smo pred začetkom seznanili z namenom, potekom ter morebitnimi tveganji raziskave, nato pa so vsi preiskovanci podpisali obrazec o prostovoljnem sodelovanju in obveščenosti o eksperimentu, ki se nahanja v prilogi 1. Skozi celoten potek eksperimenta je preiskovanec stal vzravnano na plošči s stopali v širini ramen. Pozicijo stopal smo označili na tleh, tako da se je ohranila za vse pogoje. Roke je preiskovanec imel spuščene ob telesu in dobil navodilo naj stoji čim bolj mirno, kot je prikazano na sliki 4. Ustvarili smo različne pogoje: odprte oči, zaprte oči in z odprtimi očmi opravljeni vizualna miselna naloga povezana s spominom ter slušno-verbalna miselna naloga povezana z zadrževanjem odziva na pomen zvočnega signala. Vsi ti pogoji so se izvajali enkrat z motnjo ravnotežja in enkrat brez nje. Vsak pogoj je trajal 240 sekund, vseh 8 pogojev je pri vsakem preiskovancu sledilo v naključnem vrstnem redu z vmesnimi odmori.

*Slika 4: Shematični prikaz eksperimenta.*



*Vir: Potocanac, Goljat, Babic, 2017*

### 3.4 Miselni nalogi

Za eksperiment smo uporabili dve miselni nalogi. Pri vizualni miselni nalogi so preiskovanci brali posamezne besede iz ekrana, ki je bil postavljen približno 140 cm pred njimi. Nova beseda se je prikazala vsake 4 sekunde. Skupaj 60 besed so si med merjenjem poskušali čim boljje zapomniti. Takoj po koncu meritve so dobili seznam vseh besed, ki so jih prej prebrali na ekranu pomešanih s še 33 drugimi besedami. Na tem seznamu so označili tiste besede, ki so si jih zapomnili.

Pri drugi miselni nalogi so preiskovanci preko slušalk poslušali zvočni posnetek na katerem se je predvajala beseda 'nizek' z nizkim in visokim glasom ter beseda 'visok' z nizkim in visokim glasom. Besede so bile urejene v naključno zaporedje. Preiskovanci so v mikrofon govorili s kakšnim glasom je bila beseda izgovorjena, ne glede na pomen besede.

### 3.5 Statistična analiza

V programu Matlab R2015b (The Math Works Inc., Natick, ZDA) smo signal CP obrezali pred 45 sekundo in po 105 sekundi, tako da nam je ostalo 60 sekund podatkov za nadaljnjo obdelavo. Uporabili smo nizkopasovni Butterworth filter drugega reda brez časovnega zamika s frekvenco 5 Hz. Izračunali smo standardni odklon, razpon, koren povprečja kvadratov (KPK, ang. Root Mean Square) ter povprečno moč frekvence (PMF, ang. Mean Power Frequency) za vseh osem pogojev.

Standardni odklon smo izračunali z enačbo

$$SD = \sqrt{\frac{\sum(x-\bar{x})^2}{n-1}},$$

razpon z enačbo

$$R = \max(x) - \min(x),$$

koren povprečja kvadratov z enačbo

$$KPK = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_1^n x^2}$$



in za izračun povprečne moči frekvence smo uporabili enačbo

$$PMF = \frac{\sum f \cdot P(f)}{\sum P(t)}$$

V vseh enačbah je  $x$  premik CP,  $n$  je število podatkovnih vzorcev (data sample),  $f$  je frekvenca nihanja CP in  $t$  je celoten čas merjenja.

Statistično analizo smo izvedli v programu IBM SPSS Statistics 23 (SPSS Inc., Chicago, ZDA). S Shapiro-Wilkovim testom smo preverili normalnost porazdelitve. Ker podatki niso bili normalno porazdeljeni, smo uporabili Box-Cox transformacijo. Z linearnim mešanim modelom (linear mixed model) smo primerjali učinek plošče in različnih pogojev (robotska plošča (2) x pogoji (4)) na standardni odklon, razpon, koren povprečja kvadratov in povprečno moč frekvence gibanja težišča. Razlike med pogoji smo testirali z LSD post-hoc testi. Nivo statistične značilnosti je bil postavljen na 0.05.

## 4 REZULTATI

Povprečja in standardni odkloni za vse spremenljivke so predstavljeni v tabeli 1.

Tabela 1: Povprečja s standardnimi odkloni za vse spremenljivke v vseh pogojih.

plošča	spremenljivke	odprte oči	zaprte oči	spomin	Stroop
izključena	ML std (mm)	1,64 ± 0,69	1,67 ± 1,12	2,22 ± 1,28	2,67 ± 1,98
	AP std (mm)	3,58 ± 1,13	4,10 ± 1,39	3,66 ± 1,32	3,61 ± 1,35
	ML razpon (mm)	10,00 ± 5,35	12,45 ± 15,04	18,94 ± 26,80	16,71 ± 13,06
	AP razpon (mm)	21,66 ± 15,01	24,80 ± 14,88	22,12 ± 11,35	23,45 ± 12,29
	ML KPK (mm)	1,90 ± 0,65	2,10 ± 1,40	2,38 ± 1,22	2,81 ± 1,95
	AP KPK (mm)	3,80 ± 1,14	4,73 ± 1,65	3,88 ± 1,27	3,91 ± 1,58
	ML PMF (Hz)	0,21 ± 0,12	0,29 ± 0,15	0,31 ± 0,35	0,25 ± 0,13
	AP PMF (Hz)	0,18 ± 0,08	0,20 ± 0,09	0,21 ± 0,11	0,22 ± 0,07
vključena	ML std (mm)	2,41 ± 0,90	3,77 ± 2,10	4,02 ± 3,00	3,96 ± 3,71
	AP std (mm)	3,46 ± 1,05	4,56 ± 1,77	3,76 ± 1,91	3,36 ± 0,77
	ML razpon (mm)	14,85 ± 6,93	30,79 ± 29,77	23,93 ± 17,25	27,42 ± 26,44
	AP razpon (mm)	19,05 ± 7,16	27,43 ± 14,02	20,95 ± 7,99	19,37 ± 6,73
	ML KPK (mm)	2,70 ± 1,09	3,94 ± 2,01	4,23 ± 2,96	4,21 ± 3,67
	AP KPK (mm)	3,83 ± 1,10	5,04 ± 2,23	3,99 ± 2,15	3,61 ± 0,84
	ML PMF (Hz)	0,52 ± 0,22	0,75 ± 0,25	0,46 ± 0,22	0,52 ± 0,15
	AP PMF (Hz)	0,16 ± 0,08	0,20 ± 0,09	0,18 ± 0,06	0,19 ± 0,09

Legenda: ML = medio-lateralno; AP = anteriorno-posteriorno; std = standardni odklon; KPK = koren povprečja kvadratov; PMF = povprečna moč frekvence

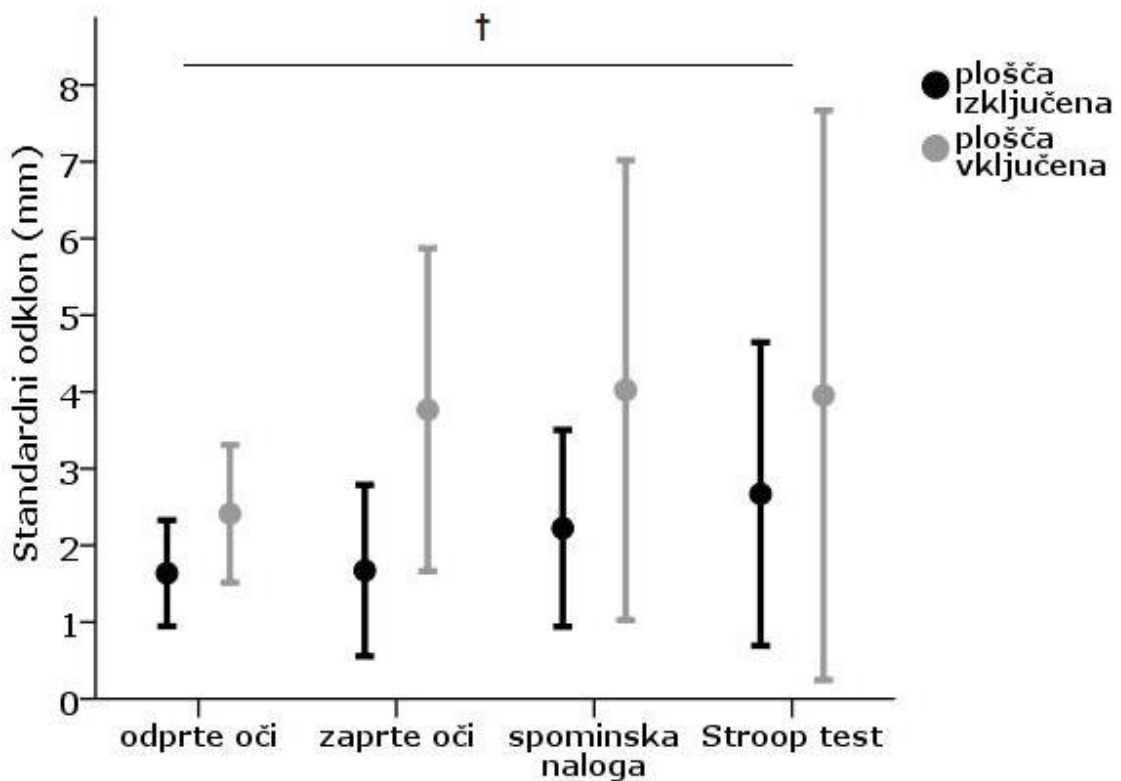
## 4.1 Variabilnost nihanja

### 4.1.1 Standardni odklon

Z linearnim mešanim modelom smo ugotovili, da se standardni odklon nihanja statistično značilno poveča pri pogojih z vključeno ploščo v primerjavi s tistimi z izključeno v ML smeri ( $p = 0,001$ ), kar je razvidno iz slike 5, medtem ko v AP smeri teh razlik nismo ugotovili ( $p = 0,803$ ).

Tako v ML smeri ( $p = 0,050$ ), kot v AP smeri ( $p = 0,094$ ) nismo našli statistično značilnih razlik v standardnem odklonu nihanja med različnimi pogoji. Prav tako nismo ugotovili razlik pri medsebojnem vplivanju med pogoji in ravnotežno motnjo v ML smeri ( $p = 0,221$ ) in v AP smeri ( $p = 0,898$ ).

Slika 5: Standardni odklon nihanja v ML smeri.



Legenda: † =  $p < 0,05$  za vse razlike med vključeno in izključeno ploščo

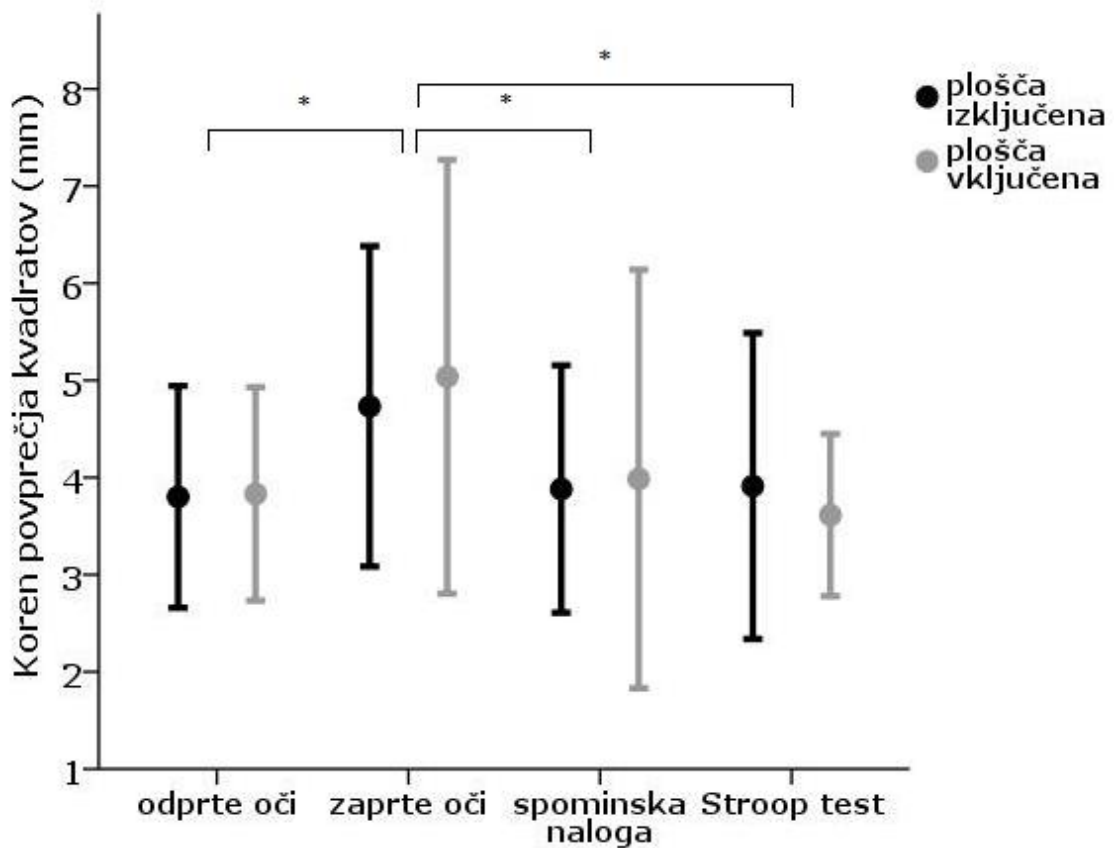
#### 4.1.2 Koren povprečja kvadratov

Povečanje KPK pri vključeni plošči je bilo statistično značilno v ML smeri ( $p = 0,001$ ), ne pa v AP smeri ( $p = 0,917$ ).

Učinek različnih pogojev v ML smeri ni bil statistično značilen ( $p = 0,134$ ). V AP smeri so bile ugotovljene statistično značilne razlike med različnimi pogoji ( $p = 0,038$ ), post-hoc testi so pokazali, da je KPK večji pri zaprtih očeh kot pri odprtih očeh ( $p = 0,026$ ), spominski nalogi ( $p = 0,025$ ) in pri Stroop testu ( $p = 0,012$ ). To je razvidno iz slike 6.

Učinek medsebojnega vplivanja med pogoji in ravnotežno motnjo ni bil statistično značilen ne v ML smeri ( $p = 0,329$ ) in ne v AP smeri ( $p = 0,999$ ).

Slika 6: Koren povprečja kvadratov v AP smeri.



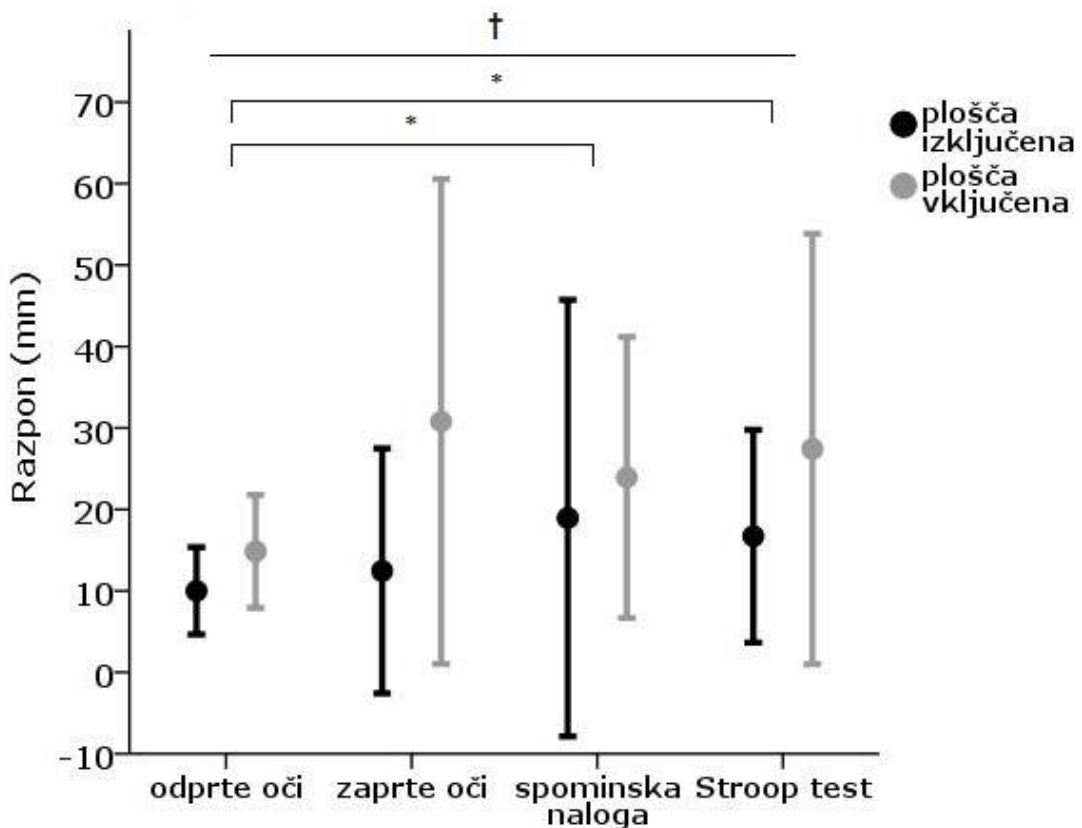
Legenda: \* =  $p < 0,05$

## 4.2 Razpon nihanja

Učinek povečanja razpona pri vključeni plošči je bil statistično značilen v ML smeri ( $p = 0,001$ ), kar vidimo na sliki 7. Tega učinka nismo zaznali v AP smeri ( $p = 0,953$ ). Učinek različnih pogojev je bil statistično značilen v ML smeri ( $p = 0,049$ ). Post-hoc analiza (LSD metoda) je pokazala, da je razpon nihanja statistično manjši, kadar imajo preiskovanci samo odprte oči, kot kadar pri odprtih očeh izvajajo še spominsko miselno nalogo ( $p = 0,019$ ) ali Stroop test ( $p = 0,016$ ). V AP smeri učinek različnih pogojev ni bil statistično značilen ( $p = 0,118$ ).

Prav tako nismo ugotovili statistično značilnih razlik pri medsebojnem vplivanju med pogoji in ravnotežno motnjo v ML smeri ( $p = 0,190$ ) in v AP smeri ( $p = 0,849$ ).

Slika 7: Razpon nihanja v ML smeri.



Legenda: † =  $p < 0,05$  za vse razlike med vključeno in izključeno ploščo;

\* =  $p < 0,05$

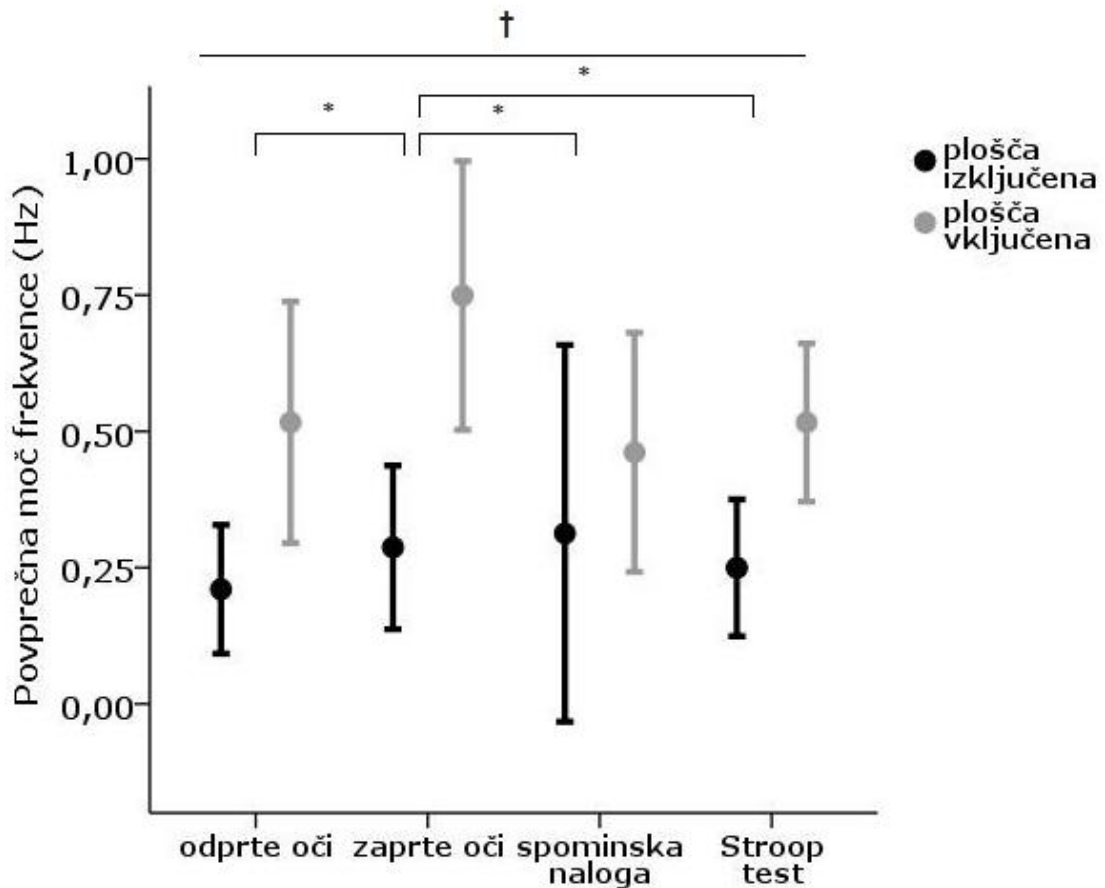
### 4.3 Frekvenca nihanja

Učinek povečanja povprečne moči frekvence (PMF) pri vključeni plošči, je bil statistično značilen v ML smeri ( $p = 0,001$ ), in ne v AP smeri ( $p = 0,363$ ). To lahko vidimo na slikah 8 in 9.

Učinek različnih pogojev je bil v ML smeri statistično značilen ( $p = 0,018$ ). Post-hoc testi so pokazali, da je povprečna moč frekvence večja pri zaprtih očeh kot pri odprtih očeh ( $p = 0,004$ ), spominski nalogi ( $p = 0,043$ ) in Stroopovem testu ( $p = 0,008$ ), kar je razvidno tudi iz slike 4. Učinek različnih pogojev v AP smeri ni bil statistično značilen ( $p = 0,376$ ).

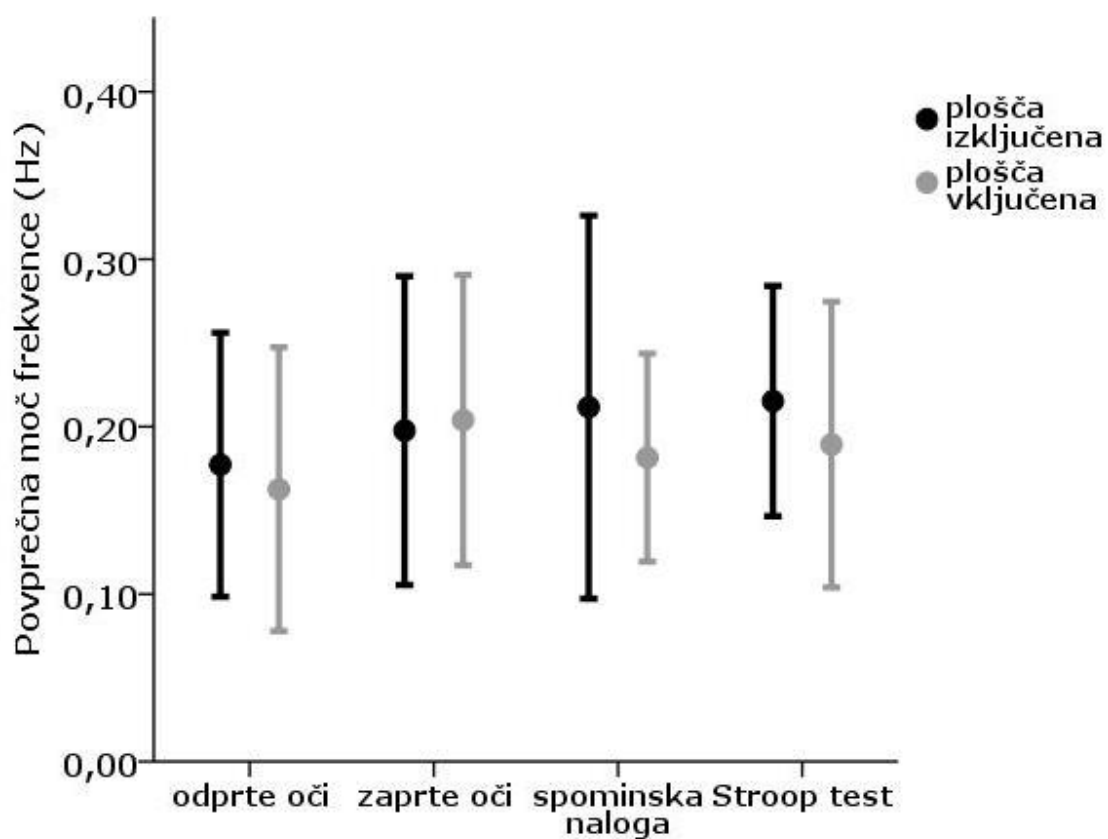
Učinek medsebojnega vplivanja med pogoji in ravnotežno motnjo ni bil statistično značilen ne v ML smeri ( $p = 0,122$ ) in ne v AP smeri ( $p = 0,810$ ).

Slika 8: Povprečna moč frekvence v ML smeri.



Legenda: † =  $p < 0,05$  za vse razlike med vključeno in izključeno ploščo;  
\* =  $p < 0,05$

Slika 9: Povprečna moč frekvence v AP smeri.



## **5 RAZPRAVA IN ZAKLJUČEK**

Namen te raziskave je bil ugotoviti, kakšen je učinek kontinuirane ravnotežne motnje, ki je sorazmerna z gibanjem centra mase preiskovanca, učinek miselnih nalog in učinek odvzema vidnih informacij na nihanje CP ter kako součinkujeta motnja ravnotežja in miselna naloga ter motnja ravnotežja in odvzem vidnih informacij. Predvidevali smo, da bo delovanje plošče povečalo frekvenco nihanja CP in zmanjšalo njegov razpon ter variabilnost. Predvidevali smo tudi, da bodo pogoji miselnih nalog in odvzema vidnih informacij povečali razpon in variabilnost nihanja CP in zmanjšali frekvenco ter da se bo učinek motnje ravnotežja še povečal ob hkratnem izvajanju miselnih nalog in ob odvzemu vidnih informacij. Rezultati se ne skladajo popolnoma z našimi predvidevanji.

Delno v skladu z našimi predvidevanji so se ob prisotnosti motnje, ki smo jo dodali preko robotske plošče, povečali vsi parametri nihanja CP, vendar le v ML smeri, kar pomeni da ravnotežna motnja izzove specifičen odziv, saj se je tudi plošča premikala le v ML smeri. Poleg povečane frekvence nihanja, ki je potrdila naša predvidevanja, smo opazili tudi povečan razpon in variabilnost nihanja CP, kar je v nasprotju s predhodnimi raziskavami, ki kažejo povečano frekvenco nihanja, ampak zmanjšan razpon in variabilnost (Carpenter, Frank, Silcher, & Peysar, 2001; Richer idr., 2017; Stins, Roerdink, & Beek, 2011). To bi lahko pomenilo, da se je strategija uravnavanja ravnotežja spremenila, kar nakazuje povečana frekvenca, vendar še vedno ni bila kos novi ravnotežni motnji, zato sta se povečala tudi razpon in variabilnost.

Prav tako delno v skladu z našimi predvidevanji so rezultati pri obeh miselnih nalogah rezultati pokazali večji razpon, niso pa pokazali predvidenega povečanja frekvence ali variabilnosti nihanja v primerjavi s pogojem z odprtimi očmi v ML smeri. Povečano nihanje CP so ob enostavnih ravnotežnih nalogah, kot je naša, s pridruženimi miselnimi nalogami zaznali tudi v nekaterih drugih raziskavah (Pellecchia, 2003; Woollacott & Velde, 2008). V nasprotju s tem so raziskave pokazale, da miselne naloge, ki pozornost usmerjajo stran od drže, povzročijo zmanjšano nihanje CP in povečano frekvenco nihanja, kar kaže na bolj učinkovito uravnavanje ravnotežja (Polskaia idr., 2015; Richer idr., 2017), še posebej pri neprekinjenih miselnih nalogah (Lajoie et al., 2016) ter pri starejši populaciji (Lajoie idr., 2017). V našem primeru smo sicer merili mlade odrasle in uporabili neprekinjeni miselninalogi, s tem da pri spominski miselni nalogi ne moremo z gotovostjo trditi, da se je preiskovanec skozi celoten potek merjenja osredotočal na nalogo, saj smo rezultate naloge preverjali le



na koncu. Naši rezultati torej potrjujejo predpostavko, da so miselni procesi povezani z uravnavanjem ravnotežja. Za ugotovitev vzroka za razlike v rezultatih različnih študij bi bile potrebne nadaljnje obširnejše raziskave.

Naša naslednja ugotovitev je bila, da sta se pri zaprtih očeh povečali povprečna moč frekvence v ML smeri in variabilnost nihanja (KPK) v AP smeri. Spremembi kažeta, kako pomembne so vidne informacije za uravnavanje ravnotežja, kar je v skladu s predhodnimi ugotovitvami (Albertsen et al., 2017; Sarabon, Rosker, Loeffler, & Kern, 2013; Schieppati, Tacchini, Nardone, Tarantola, & Corna, 1999). Vlogo vidnih informacij so pred kratkim na velikem vzorcu raziskovali Albertsen, Ghedira, Gracies, & Hutin (2017), ki so v eksperiment ob stoju s stopali skupaj in s stopali narazen vključili še pogoja odprtih in zaprtih oči in opazili višjo hitrost nihanja CP pri zaprtih očeh. Podobno se je v naši raziskavi povečala PMF v ML smeri, kar kaže na spremembo strategije uravnavanja ravnotežja (Carpenter et al., 2001; Richer et al., 2017; Stins et al., 2011; Zaback, Carpenter, & Adkin, 2016). Take spremembe so v prejšnjih raziskavah pripisali povečani togosti sklepov ali okrepitvi proprioceptivnih in vestibularnih refleksov (Albertsen et al., 2017). V naši raziskavi nismo uporabili merilnih naprav, ki bi to potrdile, zato ne moremo trditi, kaj bi lahko bil vzrok v našem primeru. Bolj samodejno uravnavanje ravnotežja bi se pokazalo v večji povprečni moči frekvence in manjši variabilnosti (McNevin idr., 2003). V našem primeru se je v AP smeri povečala variabilnost, kar kaže da ne gre za bolj samodejno uravnavanje drže, ampak za spremembe v sistemu uravnavanja drže zaradi manjkajočih vidnih informacij. Vidne informacije se pri zaprtih očeh nadomeščajo s proprioceptivnimi, gravceptivnimi in vestibularnimi informacijami (Peterka, 2000), kar bi lahko vplivalo na povečanje variabilnosti nihanja.

Pri frekvenci v ML smeri in pri variabilnosti (KPK) v AP smeri smo našli razlike le med odvzemom vidnih informacij in vsemi ostalimi pogoji, in ne med odprtimi očmi in kognitivnima nalogama. Iz tega lahko sklepamo, da ima na nihanje CP večji vpliv odvzem vidnega signala, kot dodane miselne naloge. Mogoče je tudi, da so bile miselne naloge premalo zahtevne, da bi lahko zaznali razliko. V prihodnjih raziskavah bi lahko izvedli drugačno statistično analizo. Namesto linearnega mešanega modela bi lahko uporabili dvosmerno RM ANOVA analizo, ločeno glede na vid in miselne naloge, in tako dobili boljši vpogled v dogajanje pri posameznem pogoju. Za linerani mešani model smo se odločili zaradi narave podatkov, ki so vsebovali številne osamelce in nam s tem preprečili uporabo bolj pogoste statistične metode ANOVA.

V nasprotju z našimi hipotezami nismo zaznali medsebojnega vpliva ravnotežne motnje z različnimi pogoji. Možno je, da ima nihanje CP neko zgornjo mejo (zgornja meja razpona, variabilnosti ter frekvence nihanja), ki se ji približa že zaradi učinka plošče in zato ne zaznamo medsebojnega vplivanja z učinkom dodane miselne naloge ali zaprtih očeh. V primerjavi nihanja CP z drugimi raziskavami (Lajoie et al., 2017; Polskaia & Lajoie, 2016; Polskaia et al., 2015) smo sicer ugotovili, da parametri nihanja CP v našem primeru niso večji kot njihovi, vendar preiskovanci v njihovih raziskavah stojijo s stopali skupaj, kar je razlog za večje nihanje CP. Drugi razlog je lahko v tem, da pri pogojema z odprtimi in zaprtimi očmi potekajo spontani miselni procesi, na katere nimamo vpliva, torej skozi celoten eksperiment poteka dvojna naloga, čeprav ni vključena v protokol in zato ni znatnih razlik v medsebojnem vplivanju učinka plošče z različnimi pogoji. Najbolj verjetno pa je, da učinka nismo zaznali zaradi premalo zahtevnega ravnotežnega položaja.

Težko je določiti ali na uravnavanje drže bolj pomembno vpliva težavnost ravnotežne ali miselne naloge. Študija Bonnetta in Baudryja (2016) kaže, da centralni živčni sistem naloge procesira sinergistično. Rougier & Bonnet (2016) sta ugotovila, da težavnost miselne naloge, v njunem primeru količina časa, ki ga ima merjenec za reševanje ne vpliva na nihanje CP pri mirni stoji. Tudi Dault idr. (2001) so ugotovili, da je miselna naloga v dobro naučenem in nezahtevnem ravnotežnem položaju (stoja s stopali v širini ramen) povzročila le minimalno spremembo. Po drugi strani so Sarabon idr. (2013) ugotovili, da pozicija stopal pri mirni stoji pomembno vpliva na uravnavanje ravnotežja, zato lahko domnevamo, da je uravnavanje ravnotežja bolj občutljivo na spremembe ravnotežne naloge kot na spremembe miselne naloge.

Pomanjkljivost raziskave je, kljub predhodnemu testnemu merjenju, premajhna zahtevnost miselnih nalog in ravnotežnega položaja. Eksperiment bi bilo zato ponoviti s težjimi miselnimi nalogami. Spominsko miselno nalogo bi lahko otežili s krajšim časom, namenjenim pomnjenju posamezne besede, poleg tega bi lahko uvedli glasno branje besed, ki bi zagotavljalo, da se preiskovanec osredotoča na nalogo, česar pri tihem branju ne moremo zagotovo. Naloga zvočnega Stroopovega testa bi postala težja s krajšim časom med vmesnimi zvočnimi signali, kar bi od preiskovanca zahtevalo hitrejša odgovore. V tej raziskavi smo se osredotočili predvsem na nihanje CP, čeprav bi bilo zanimivo preučiti tudi rezultate miselnih nalog. Možno je, da se zaradi večjih ravnotežnih zahtev ob prisotnosti ravnotežne motnje robotske plošče poslabšajo rezultati miselnih nalog in da zato nismo opazili medsebojnega vplivanja miselnih nalog in ravnotežne motnje na nihanje CP.

V naši raziskavi smo uporabili položaj mirne stoje s stopali v širini ramen, kar je zelo stabilen položaj, ki bi ga lahko v prihodnje zamenjali z bolj zahtevnim položajem, kot je stoja s stopali skupaj ter s stopali v tandemski ali semi-tandemski stoji. V nadaljnjih študijah z robotsko ravnotežno motnjo bi lahko celo uporabili ravnotežne naloge kot je stoja na eni nogi ali izvedba koraka. Poleg težjega ravnotežnega položaja bi lahko uporabili tudi bolj zahtevno ravnotežno motnjo. V tem eksperimentu je motnja potekala le v ML smeri, lahko pa bi potekala v vseh smereh v transverzalni ravnini.

Naša raziskava odpira veliko možnosti za nadaljnje raziskave z novim načinom posturalnih motenj preko robotske plošče. V naši raziskavi smo opazovali odzive mladih zdravih odraslih na posturalno motnjo, ki bi jih bilo smiselno primerjati z odzivi oseb drugačnih populacij, na primer otrok, športnikov in še posebej starejših. Primerjava rezultatov starejših in mladih odraslih bi vodila do ugotavljanja razlik med mladimi odraslimi in starejšimi v odzivu na ravnotežne motnje ter razlik v mehanizmih uravnavanja ravnotežja, kar bi lahko pripomoglo k prizadevanju za preprečevanje padcev.

Uporabnost študije sega tudi izven raziskovanja. Nov način motnje ravnotežja, ki hkrati tudi meri premikanje CP, bi lahko razvili v nov koncept merjenja uravnavanja ravnotežja. Do sedaj so namreč v dinamični posturografiji uporabljali le v naprej določene mehanske motnje. Koncept bi lahko prilagodili tudi za potrebe merjenja ravnotežja v klinične namene, torej za ocenjevanje poslabšanja ter resnosti težav z ravnotežjem.

Za športnike ali v terapevtske namene bi motnja na robotski plošči lahko predstavljala nov način treninga za ravnotežje in stabilnost. Sprogramirali bi lahko različne velikosti odmika sorazmernega s premikom CM športnika in tako uvedli različne težavnostne stopnje treninga. Obenem bi merili tudi nihanje CP, torej bi lahko bilo to eno od testiranj športnika za nadzor nad napredkom. Vendar pa je zaenkrat to še zelo drago iz finančnega vidika, ploščo pa je skoraj nemogoče premikati in zato ni priročna za uporabo.

Zaključimo lahko, da je nov način ravnotežne motnje povzročil specifičen odziv, ki se kaže v povečanju vseh opazovanih parametrov, tako frekvence kot razpona in variabilnosti nihanja centra pritiska, vendar samo v ML smeri, v kateri je potekala tudi motnja. Ob miselni obremenitvi se je povečal razpon nihanja CP, kar potrjuje povezanost miselnih procesov z ravnotežjem. Rezultati so potrdili tudi pomen vida za

ravnotežje in pokazali, da odvzem vidnih informacij vpliva na spremembo strategije uravnavanja ravnotežja. V prihodnosti je še veliko prostora za nadaljnje raziskave na starejši populaciji in razvijanje novega koncepta merjena ravnotežja s pomočjo robotske ravnotežne motnje.

## 6 SEZNAM LITERATURE

- Akram, S. B., Frank, J. S., Patla, A. E., & Allum, J. H. J. (2008). Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait and Posture*, 27, 393–398.
- Albertsen, I. M., Ghedira, M., Gracies, J. M., & Hutin, E. (2017). Postural stability in young healthy subjects: Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27–33.
- Baloh, R. W., Jacobson, K. M., Enrietto, J. A., Corona, S., & Honrubia, V. (1998). Balance disorders in older persons: Quantification with posturography. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 119, 89–92.
- Boisgontier, M. P., Beets, I. A. M., Duysens, J., Nieuwboer, A., Krampe, R. T., & Swinnen, S. P. (2013). Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1824–1837.
- Bonnet, C. T., & Baudry, S. (2016). Active vision task and postural control in healthy, young adults: Synergy and probably not duality. *Gait and Posture*, 48, 57–63.
- Bothner, K. E., & Jensen, J. L. (2001). How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? *Journal of Biomechanics*, 34, 245–250.
- Brown, L. A., Jensen, J. L., Korff, T., & Woollacott, M. H. (2001). The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response. *Gait & Posture*, 14, 256–263.
- Brown, L. A., Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1999). Attentional Demands and Postural Recovery: The Effects of Aging. *Journal of Gerontology: Medical Science*, 54(4), 165–171.
- Carpenter, M. G., & Allum, J. H. J. (1999). Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes. *Experimental Brain Research*, 129, 93–113.
- Carpenter, M. G., Frank, J. S., Silcher, C. P., & Peysar, G. W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138, 210–218.
- Close, J. C. T. (2005). Prevention of falls in older people. *Disability and Rehabilitation*, 27, 1061–1071.
- Colebatch, J. G., Govender, S., & Dennis, D. L. (2016). Postural responses to anterior and posterior perturbations applied to the upper trunk of standing human subjects. *Experimental Brain Research*, 234(2), 367–376.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of

- quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, 377, 75–80.
- Dault, M. C., Geurts, a. C. H., Mulder, T. W., & Duysens, J. (2001). Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait and Posture*, 14(3), 248–255.
- Emery, C. A., Cassidy, J. . D., Klassen, T. P., Rosychuk, R. J., & Rowe, B. H. (2005). Development of a Clinical Static and Dynamic Standing Balance Measurement Tool Appropriate for Use in Adolescents. *Physical Therapy*, 85(6), 502–514.
- Engelhart, D., Pasma, J. H., Schouten, A. C., Meskers, C. G. M., Maier, A. B., Mergner, T., & Kooij, H. Van Der. (2014). Impaired Standing Balance in Elderly: A New Engineering Method Helps to Unravel Causes and Effects. *Journal of the American Medical Directors Association*, 15(3), 227.e1-227.e6.
- Fraizer, E. V., & Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait and Posture*, 27(2), 271–279.
- Fujita, H., Kasubuchi, K., Wakata, S., Hiyamizu, M., & Morioka, S. (2016). Role of the Frontal Cortex in Standing Postural Sway Tasks while Dual-Tasking: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study Examining Working Memory Capacity. *BioMed Research International*, 2016.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture*, 19, 124–132.
- Gilsky, E. L. (2007). Changes in Cognitive Function in Human Aging. V D. R., Riddle (ur.), *Brain Aging: Models, Methods, and Mechanisms*. CRC Press/Taylor & Francis: Boca Raton.
- Hegeman, J., Weerdesteyn, V., Bemt, B. Van Den, Nienhuis, B., Limbeek, J. Van, & Duysens, J. (2012). Dual-tasking interferes with obstacle avoidance reactions in healthy seniors. *Gait and Posture*, 36(2), 236–240.
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., & Postema, K. (2007). Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait and Posture*, 25(2), 250–258.
- Huang, H., & Mercer, V. S. (2001). Dual-Task Methodology : Applications in Studies of Cognitive and Motor Performance in Adults and Children. *Pediatric Physical Therapy*, 13, 133–140.
- Huxhold, O., Li, S., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control : Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, 69, 294–305.
- Iqbal, K., & Pai, Y. (2000). Predicted region of stability for balance recovery : motion at the knee joint can improve termination of forward movement. *Journal of*

- Biomechanics*, 33, 1619–1627.
- Kane, M. J., & Engle, R. W. (2003). Working-memory capacity and the control of attention: The contributions of goal neglect, response competition, and task set to Stroop interference. *Journal of Experimental Psychology: General*, 132(1), 47–70.
- Lajoie, Y., Jehu, D. A., Richer, N., & Chan, A. (2017). Continuous and difficult discrete cognitive tasks promote improved stability in older adults. *Gait and Posture*, 55, 43–48.
- Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2016). Continuous Cognitive Tasks Improve Postural Control Compared to Discrete Cognitive Tasks. *Journal of Motor Behavior*, 48(3), 264–269.
- Lord, S. R., Menz, H. B., & Tiedemann, A. (2003). A Physiological Profile Approach to Falls Risk Assessment and Prevention. *Physical Therapy*, 83(3), 237–252.
- Luchies, C. W., Alexander, N. B., Schultz, B., & Ashton-Miller, J. (1994). Stepping Responses of Young and Old Adults to Postural Disturbances: Kinematics. *Journal of the American Geriatrics Society*, (1), 506–512.
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239–248.
- Mansfield, A., & Maki, B. E. (2009). Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics*, 42, 1023–1031.
- McNevin, N. H., Shea, C. H., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research*, 67(1), 22–29.
- Mergner, T. (2010). A neurological view on reactive human stance control. *Annual Reviews in Control*, 34(2), 177–198.
- Mille, M., Johnson-Hilliard, M., Martinez, K. M., Zhang, Y., Edwards, B. J., & Rogers, M. W. (2013). One Step , Two Steps , Three Steps More ... Directional Vulnerability to Falls in Community-Dwelling Older People. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 68, 1540–1548.
- Mille, M., Rogers, M. W., Martinez, K., Hedman, L. D., Johnson, M. E., & Lord, S. R. (2003). Thresholds for Inducing Protective Stepping Responses to External Perturbations of Human Standing. *Journal of Neurophysiology*, 90, 666–674.
- Mostofsky, S. H., & Simmonds, D. J. (2008). Response Inhibition and Response Selection: Two Sides of the Same Coin. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20(5), 751–761.
- National Institute for Health and Care Excellence. (2013). Falls in older people:

- assessing risk and prevention. *NICE Clinical Guideline*. Najdeno 10. marca 2017 na spletnem naslovu: <https://www.nice.org.uk/guidance/cg161/resources/falls-in-older-people-assessing-risk-and-prevention-35109686728645>
- Pardasaney, P. K., Latham, N. K., Alan, M., Wagenaar, R. C., Ni, P., Mary, D., & Bean, J. F. (2012). Sensitivity to change and responsiveness of four balance measures for community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 92, 388–397.
- Pardasaney, P. K., Slavin, M. D., Robert, C., Latham, N. K., Ni, P., Alan, M., & Pardasaney, P. K. (2013). Conceptual Limitations of Balance Measures for Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy*, 93, 1351–1368.
- Pasma, J. H., Engelhart, D., Schouten, A. C., Kooij, H. Van Der, Maier, A. B., & Meskers, C. G. M. (2014). Impaired standing balance: the clinical need for closing the loop. *Neuroscience*, 267, 157–165.
- Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & Posture*, 18, 29–34.
- Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, 343, 335–343.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Neurophysiology*, 88, 1097–1118.
- Pidcoe, P. E., & Rogers, M. W. (1998). A closed-loop stepper motor waist-pull system for inducing protective stepping in humans. *Journal of Biomechanics*, 31, 377–381.
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016). Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Human Movement Science*, 46, 177–183.
- Polskaia, N., Richer, N., Dionne, E., & Lajoie, Y. (2015). Continuous cognitive task promotes greater postural stability than an internal or external focus of attention. *Gait and Posture*, 41(2), 454–458.
- Potocanac, Z., & Duysens, J. (2017). Online adjustments of leg movements in healthy young and old. *Experimental Brain Research*, 235, 2329–2348.
- Potocanac, Z., Smulders, E., Pijnappels, M., Verschueren, S., & Duysens, J. (2015). Response inhibition and avoidance of virtual obstacles during gait in healthy young and older adults. *Human Movement Science*, 39, 27–40.
- Potocanac, Z., Goljat, R., Babic, J. (2017). A robotic system for delivering novel real-time, movement dependent perturbations. *Gait and Posture*, 58, 386–389.
- Rao, S. S. (2005). Prevention of Falls in Older Patients. *American Family Physician*, 72, 81–8.
- Reynolds, R., & Bronstein, A. (2007). The moving platform after-effect reveals dissociation between what we know and how we walk. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1297–1303.



- Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait & Posture*, 54, 45–49.
- Riley, M. A., Baker, A. A., Schmit, J. M., & Weaver, E. (2010). Effects of Visual and Auditory Short-Term Memory Tasks on the Spatiotemporal Dynamics and Variability of Postural Sway. *Journal of Motor Behavior*, 37(4), 311–324.
- Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-gould, J., Loughin, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care : an observational study. *The Lancet*, 381, 47–54.
- Rougier, P. R., & Bonnet, C. T. (2016). How providing more or less time to solve a cognitive task interferes with upright stance control; a posturographic analysis on healthy young adults. *Human Movement Science*, 47, 106–115.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(2), 37–41.
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*, 10, 161–170.
- Sarabon, N., Rosker, J., Loeffler, S., & Kern, H. (2013). The effect of vision elimination during quiet stance tasks with different feet positions. *Gait and Posture*, 38(4), 708–711.
- Schieppati, M., Tacchini, E., Nardone, a, Tarantola, J., & Corna, S. (1999). Subjective perception of body sway. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 66(3), 313–322.
- Stins, J. F., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Human Movement Science*, 30(2), 190–202.
- Swan, L., Otani, H., & Loubert, P. V. (2007). Reducing postural sway by manipulating the difficulty levels of a cognitive task and a balance task. *Gait and Posture*, 26, 470–474.
- Šarabon, N., Mlaker, B., & Markovic, G. (2010). A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. *Gait and Posture*, 31, 261–264.
- Visser, J. E., Carpenter, M. G., Kooij, H. Van Der, & Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424–2436.
- Weerdesteyn, V., Schillings, A. M., Galen, G. P. Van, & Duysens, J. (2003). Distraction Affects the Performance of Obstacle Avoidance During Walking. *Journal of Motor Behavior*, 35, 53–63.
- Wilson, E. L., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Nussbaum, M. A. (2006). Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait and Posture*,

23, 348–354.

Woollacott, M., & Velde, T. J. Vander. (2008). Non-visual spatial tasks reveal increased interactions with stance postural control. *Brain Research*, 1208, 95–102.

Zaback, M., Carpenter, M. G., & Adkin, A. L. (2016). Threat-induced changes in attention during tests of static and anticipatory postural control. *Gait and Posture*, 45, 19–24.

## **PRILOGE**

*Naslov projekta:* **Razumevanje in modeliranje človekovega gibanja v fizični interakciji z okoljem**

*Šifra projekta:* **600716**

*Vodja raziskave:* **doc. dr. Jan Babič, univ. dipl. inž. el.**

*Ustanova:* **Inštitut Jožef Stefan**

### **Izjava kandidata**

- Izjavljam, da sem bil ustrezno poučen in seznanjen z namenom in potekom eksperimentov in sem imel možnost razprave in razmisleka, ter da sem pri tem dobil zadostne odgovore na moja vprašanja povezana s sodelovanjem pri eksperimentih.
- Razumem, da obstajajo majhne možnosti tveganja pri sodelovanju v eksperimentih. Omenjena tveganja so mi bila ustrezno razložena s strani izvajalcev eksperimentov. Odločitev za sodelovanje pri eksperimentih je bila zavestna na podlagi lastne volje. Zavedam se, da sem imel pravico zavrniti sodelovanje pri eksperimentu, in da imam pravico kadarkoli izstopiti iz raziskave.
- Razumem, da bodo pridobljeni osebni podatki tajni, bodo uporabljeni le za namen raziskave in bodo na voljo le izvajalcem
- Na podlagi moje vednosti ni nobenih zdravstvenih zadržkov oziroma težav, zaradi katerih ne bi bil primeren za izvajanje opisanih eksperimentov.

Ime in priimek \_\_\_\_\_

E - mail \_\_\_\_\_

Datum rojstva \_\_\_\_\_

Višina \_\_\_\_\_

Teža \_\_\_\_\_

Levičar                      ali                      desničar                      *(obkroži)*

Datum \_\_\_\_\_

Podpis \_\_\_\_\_